

FLUORESCENT OBSERVATION ENDOSCOPE EQUIPMENT

Publication number: JP2001212070

Publication date: 2001-08-07

Inventor: UENO HITOSHI; KANEKO MAMORU; HIRAO ISAMI; AKIMOTO TOSHIYA

Applicant: OLYMPUS OPTICAL CO.

Classification:

- international: *A61B5/145; A61B1/00; A61B5/1455; G01N21/64; A61B5/145; A61B1/00; G01N21/64; (IPC1-7): A61B1/00; A61B5/145; G01N21/64*

- european:

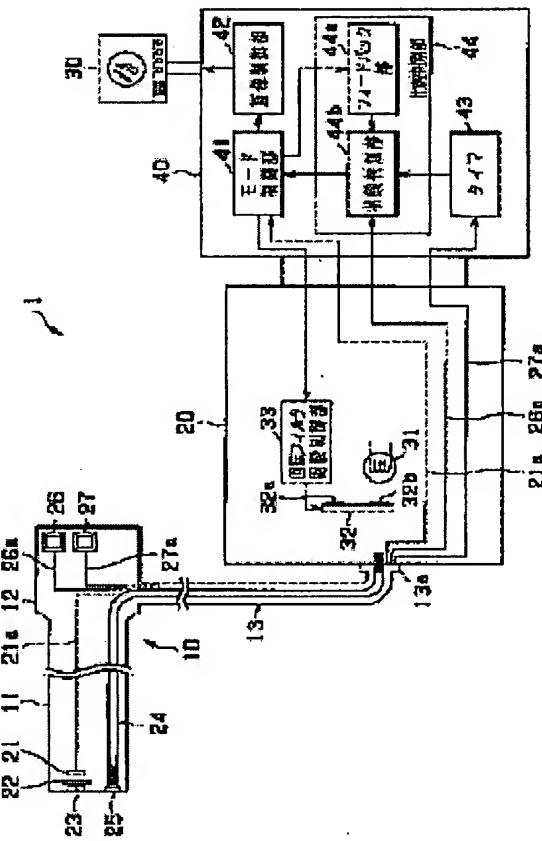
Application number: JP20000022404 20000131

Priority number(s): JP20000022404 20000131

Report a data error here

Abstract of JP2001212070

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a fluorescent observation endoscope equipment capable of preventing an unintended operation in which an operator accidentally irradiates an ultraviolet exciting light, and improving operability. **SOLUTION:** The fluorescent observation endoscope equipment 1 is constituted of an endoscope 10, a light source device 20 selectively supplying the ultraviolet exciting light or white lighting light to the endoscope 10 and a control center 40 for controlling the switching of observation modes of the light source 20. The control center 40 is provided with a timer 43 which is a validation means for outputting a validation signal for a prescribed time after an operational signal by the push-down operation of a mode-lock releasing switch 27 is inputted, and a comparative discrimination part 44 as a discrimination means for judging whether or not there is the output of the validation signal from the timer 43 and discriminating that the switching signal from a switch 26 is inputted, and also for discriminating that the lighting light supplied to the endoscope 10 is the ultraviolet exciting or white light.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-212070

(P2001-212070A)

(43) 公開日 平成13年8月7日(2001.8.7)

(51) Int.Cl.⁷
 A 6 1 B 1/00
 5/145
 G 0 1 N 21/64

識別記号
 3 0 0

F I
 A 6 1 B 1/00
 G 0 1 N 21/64
 A 6 1 B 5/14

3 0 0 D 2 G 0 4 3
 Z 4 C 0 3 8
 3 1 0 4 C 0 6 1

テマコト[®](参考)

審査請求 未請求 請求項の数2 OL (全15頁)

(21) 出願番号 特願2000-22404(P2000-22404)

(22) 出願日 平成12年1月31日(2000.1.31)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

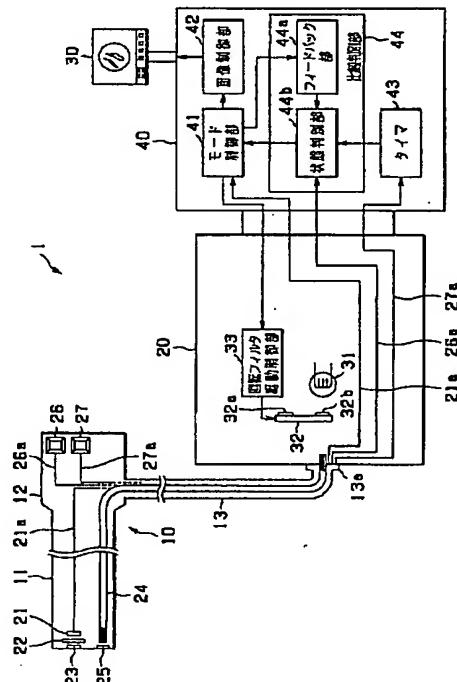
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 術者が意図せずに誤って紫外励起光を照射する誤操作を防ぎ、操作性を向上することのできる蛍光観察内視鏡装置を実現する。

【解決手段】 蛍光観察内視鏡装置1は、内視鏡10と、この内視鏡10に紫外励起光又は白色光の照明光を選択的に供給する光源装置20と、この光源装置20の観察モードの切換を制御するコントロールセンタ40とから構成される。前記コントロールセンタ40は、前記モードロック解除スイッチ27の押下操作による操作信号が入力されてから所定時間の間、有効化信号を出力する有効化手段としてのタイマ43と、このタイマ43からの有効化信号の出力の有無及び前記切換えスイッチ26からの切換え信号が入力されたことを判別すると共に、前記内視鏡10へ供給されている照明光が紫外励起光又は白色光であることを判別する判別手段としての比較判別部44とを設けている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 紫外励起光又は白色光の照明光を選択的に内視鏡へ供給する光源と、前記内視鏡へ供給される照明光を紫外励起光又は白色光のどちらか一方に切り換える切換え手段と、前記切換え手段に切換え信号を供給する切換えスイッチと、前記切換えスイッチの入力を有効にする有効化手段と、前記有効化手段からの有効化信号の出力、及び前記切換えスイッチからの切換え信号が入力されたことを判別すると共に、前記内視鏡へ供給されている照明光が紫外励起光又は白色光であることを判別する判別手段と、前記有効化信号が出力されている間に前記切換えスイッチからの切換え信号が入力されたこと、及び内視鏡へ供給されている照明光が白色光であることを前記判別手段が判別したとき、前記切換え手段を制御して前記内視鏡へ供給される照明光を紫外励起光に切り換える制御手段と、を具備したことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

【請求項 2】 前記制御手段は、前記内視鏡へ供給されている照明光が紫外励起光であることを前記判別手段が判別したとき、前記有効化手段からの有効化信号が入力されていてもこの有効化信号を無効とし、前記切換えスイッチからの切換え信号の入力で前記内視鏡へ供給される照明光を白色光に切り換えるように前記切換え手段を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、生体の観察部位に紫外線の励起光を照射し、その生体の観察部位から発する自家蛍光より、疾患部位を観察、診断する蛍光観察内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、生体の被検査対象組織に紫外線の励起光を照射し、その被検査対象組織から発する自家蛍光より、疾患部位を観察、診断する蛍光観察内視鏡装置が広く用いられている。

【0003】 このような蛍光観察内視鏡装置は、例えば特公昭 54-128184 号公報に記載されているように、分光手段として 340 nm 付近の波長スペクトル領域の光のみを透過する光学フィルタを備え、この光学フィルタに水銀ランプなどの光源から出された光を通過させ、340 nm 付近の紫外線を光ファイバに入光させて生体に照射し、蛍光観察のみを行うものが提案されている。

【0004】 これに対して例えば特開平 9-154809 号公報に記載されている蛍光観察内視鏡装置は、蛍光観察だけでなく白色光観察と蛍光観察とを切り換えて、観察するものが提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記特開平 9-154809 号公報に記載の蛍光観察内視鏡装置は、蛍光を発生させる励起光として目に見えない紫外励起光を用いた場合、白色光で生体の観察部位を照明している際に、術者が意図せず誤って切換スイッチを押下し、ふいに紫外励起光が照射される場合がある。そのとき、術者は、白色光観察のつもりでいるため、照射された照明光が紫外励起光であることに気づかず照明光を確認することができなくなる。このため、故障か否かを判別することが困難になるという問題があった。

【0006】 本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであり、術者が意図せずに誤って紫外励起光を照射する誤操作を防ぎ、操作性を向上することのできる蛍光観察内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】 前記目的を達成するため請求項 1 に係わる本発明の蛍光観察内視鏡装置は、紫外励起光又は白色光の照明光を選択的に内視鏡へ供給する光源と、前記内視鏡へ供給される照明光を紫外励起光又は白色光のどちらか一方に切り換える切換え手段と、前記切換え手段に切換え信号を供給する切換えスイッチと、前記切換えスイッチの入力を有効にする有効化手段と、前記有効化手段からの有効化信号の出力、及び前記切換えスイッチからの切換え信号が入力されたことを判別すると共に、前記内視鏡へ供給されている照明光が紫外励起光又は白色光であることを判別する判別手段と、前記有効化信号が出力されている間に前記切換えスイッチからの切換え信号が入力されたこと、及び内視鏡へ供給されている照明光が白色光であることを前記判別手段が判別したとき、前記切換え手段を制御して前記内視鏡へ供給される照明光を紫外励起光に切り換える制御手段と、を具備したことを特徴としている。また、請求項 2 に係わる本発明は、請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置において、前記制御手段は、前記内視鏡へ供給されている照明光が紫外励起光であることを前記判別手段が判別したとき、前記有効化手段からの有効化信号が入力されていてもこの有効化信号を無効とし、前記切換えスイッチからの切換え信号の入力で前記内視鏡へ供給される照明光を白色光に切り換えるように前記切換え手段を制御することを特徴としている。この構成により、術者が意図せずに誤って紫外励起光を照射する誤操作を防ぎ、操作性を向上することのできる蛍光観察内視鏡装置を実現する。

【0008】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態) 図 1 は本発明の第 1 の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図である。

【0009】 図 1 に示すように蛍光観察内視鏡装置 1

50 は、先端側に CCD 等の撮像装置を内蔵した細長な挿入

部11と、この挿入部11の後端部に設けた把持部を兼ねる操作部12と、この操作部12の後端部に基底部が接続され、後端部にライトガイドコネクタ（以下、LGコネクタという）13aを設けて延出したユニバーサルケーブル13とから水密に構成される電子内視鏡（単に内視鏡という）10と、前記ユニバーサルケーブル13のLGコネクタ13aを着脱自在に接続して、紫外励起光又は白色光のどちらか一方の照明光を選択的に内視鏡10に供給する光源装置20と、この光源装置20の観察モードの切換を制御すると共に、内視鏡画像をモニタ30に表示させるための処理を行うコントロールセンタ40とから主に構成される。

【0010】前記内視鏡10の挿入部11先端側には、撮像装置として高感度CCD21と、この高感度CCD21の前面に配置した紫外励起光をカットする励起光カットフィルタ22と、照明された生体内の観察対象部位を取り込む対物レンズ系23を設けている。尚、前記高感度CCD21は、信号線21aを介して前記コントロールセンタ40に撮像信号を送信するようになっている。また、内視鏡10内部には、前記光源装置20から供給される照明光を導光するライトガイド24が挿通されていて、挿入部11先端面に配置した照明レンズ系25から生体の観察対象部位を照明するようになっている。

【0011】更に、内視鏡10の操作部12手元側には、内視鏡画像の観察モードを切り換えるための切換え信号を出力する切換えスイッチ26と、この切換えスイッチ26の切換え信号による観察モードの切り換えを有効にするモードロック解除スイッチ27とを設けていて、それぞれ内視鏡操作部12及びユニバーサルケーブル13を挿通する信号線26a、27aを介して光源装置20に接続されるようになっている。尚、これら切換えスイッチ26及びモードロック解除スイッチ27等のスイッチは、内視鏡10の操作部12手元側にある必要はない。

【0012】前記光源装置20は、例えばキセノンランプ、メタルハライドランプ、水銀ランプ等の光源ランプ31と、この光源ランプ31からの照明光を透過する白色観察用フィルタ32a及び紫外励起光を選択的に透過する蛍光観察用フィルタ32bを有する回転フィルタ32と、この回転フィルタ32を制御する回転フィルタ駆動制御部33とから構成され、この回転フィルタ駆動制御部33により前記回転フィルタ32の白色観察又は蛍光観察のモード切換えが可能となっている。

【0013】前記コントロールセンタ40は、白色観察又は蛍光観察のモードを制御する制御手段としてのモード制御部41と、各モードの内視鏡画像を信号処理する画像処理部42とから主に構成されていて、前記画像処理部42はモニタ30と接続され、信号処理した各モードの内視鏡画像を表示するようになっている。尚、前記

モード制御部41は、現在内視鏡10へ供給されている照明光状態の情報を後述するフィードバック部44aに供給するようになっている。

【0014】また、前記コントロールセンタ40には、前記内視鏡10のモードロック解除スイッチ27に電気的に接続し、このモードロック解除スイッチ27の押下操作による操作信号が入力されてから所定時間の間、有効化信号を出力する有効化手段としてのタイマ43を設けている。また、このコントロールセンタ40には、前記タイマ43からの有効化信号の出力の有無及び前記切換えスイッチ26からの切換え信号が入力されたことを判別すると共に、現在内視鏡10へ供給されている照明光が紫外励起光又は白色光であることを判別する判別手段としての比較判別部44とを設けている。

【0015】前記比較判別部44は、前述したように前記モード制御部41から供給された照明光状態の情報により現在の照明状態を確認するフィードバック部44aと、このフィードバック部44aで確認した前記内視鏡10へ供給されている照明状態、前記切換えスイッチ26の操作状態及び前記タイマ43からの有効化信号の有無を判別して、前記モード制御部41に送信する状態判別部44bとから構成されている。

【0016】そして、前記モード制御部41は、前記状態判別部44bの判別結果に基づき、前記タイマ43から有効化信号が出力されている間に前記切換えスイッチ26からの切換え信号が入力されたこと、及び前記内視鏡10へ供給されている照明光が白色光であることを状態判別部44bが判別したとき、前記内視鏡10へ供給される照明光を紫外励起光に切り換えるように前記回転フィルタ駆動制御部33を制御するようになっている。

【0017】このように構成された蛍光観察内視鏡装置1を用いて白色光観察及び蛍光観察等の内視鏡検査を行う。先ず、内視鏡10のユニバーサルケーブル13を光源装置20に着脱自在に接続して、光源装置20及びコントロールセンタ40の電源をオンする。そして、光源装置20の光源ランプ31が点灯すると、この光源ランプ31の照明光がライトガイド24を介して内視鏡10に供給され、挿入部11先端側から生体の観察対象部位を照明する。

【0018】ここで、光源ランプ31の初期点灯時には、予めモード制御部41の制御により白色光による白色光照明となっており、回転フィルタ駆動制御部33により回転フィルタ32が回転し、白色観察用フィルタ32aが光路に挿入され、白色光がライトガイド24を介して内視鏡10の挿入部11先端側より生体の観察対象部位を照明するようになっている。この白色光により照明された生体の観察対象部位は、対物光学系23より取り込まれ、励起光カットフィルタ22を介して高感度CCD21で撮像される。この高感度CCD21で撮像された内視鏡像は、光源装置20を介してコントロールセ

ンタ40へ供給され、モード制御部41を介して画像処理部42で信号処理されモニタ30に白色内視鏡画像が表示される。

【0019】次に、疑わしい部位を発見した場合、紫外励起光照明に切換えるにはモードロック解除スイッチ27を押下操作する。すると、モードロック解除スイッチ27の操作信号が光源装置20を介してコントロールセンタ40に送信され、コントロールセンタ40内のタイマ43に入力される。そして、所定時間の間に、モードの切換えを可能とする有効化信号がタイマ43より比較判別部44に出力される。そして、フィードバック部44aは、前記モード制御部41から現在内視鏡10へ供給されている照明光の状態を検知し、白色光照明状態であることを状態判別部44bに伝達する。比較判別部44bは、フィードバック部44aから伝達された照明光の状態が白色光であるので、タイマ43からの有効化信号が入力されない限り、モード制御部41に切換え信号を送信しない。

【0020】そして、タイマ43からの有効化信号が入力されている間に、切換えスイッチ26の押下操作による切換え信号が入力されると、比較判別部44bはモード制御部41に切換え信号を送信し、モード制御部41で蛍光観察モードとなる。すると、モード制御部41の制御により回転フィルタ駆動制御部33が制御され、この回転フィルタ駆動制御部33により回転フィルタ32が回転し、蛍光観察用フィルタ32bが光路に挿入される。そして、紫外励起光がライトガイド24を通じて、内視鏡10の挿入部11先端側より生体の観察対象部位を照明する。照明された生体の観察対象部位からの自家蛍光は、上述した白色光照明時と同様に対物光学系23を介して高感度CCD21で撮像され、光源装置20を介してコントロールセンタ40で信号処理されモニタ30に蛍光観察内視鏡画像が表示される。

【0021】この紫外励起光照明状態から再び白色光照明に切換えるには、切換えスイッチ26を押下操作する。すると比較判別部44bは、モード制御部41からの信号をフィードバック部44aで受信し、現在の照明が紫外励起光であることを検知する。状態判別部44bは、フィードバック部44aの検知した結果により、内視鏡へ供給されている照明状態が紫外励起光照明状態であるので、タイマ43からの有効化信号の入力にかかわらず、この有効化信号を無効として、モード制御部41に切換え信号を送信する。この切換え信号を受信したモード制御部41の制御により回転フィルタ駆動制御部33が制御され、この回転フィルタ駆動制御部33により再び、回転フィルタ32が回転し、白色観察用フィルタ32aが光路に挿入される。そして、白色光がライトガイド24を通じて、内視鏡10の挿入部11先端側より生体の観察対象部位を照明する。

【0022】この結果、蛍光観察内視鏡装置1は、所定 50

の時間に2段階の押下操作をしないと、紫外励起光が照明されないので、意図しない誤操作により紫外励起光が放射されることを防ぐ。このため、照明光が見えなくなることによる故障の可能性を判断する必要がなくなり操作性が向上する。

【0023】尚、切換えスイッチ26とモードロック解除スイッチ27との機能を同一のスイッチに与えて、このスイッチを所定の時間内に2度押下操作することで、紫外励起光が照明されるようにもよい。この場合、白色光照明に切換えるにはスイッチを1度押下操作するだけで良い。

【0024】また、回転フィルタ駆動制御部33とモード制御部41とは、相互通信により内視鏡へ供給されている照明光を確認するようにも良いし、更に回転フィルタ32にこの回転フィルタ32の状態を検出するエンコーダを取り付け、このエンコーダの検出結果をモード制御部41に送信することで、内視鏡10へ供給されている照明光を確認するようにも良い。

【0025】(第2の実施の形態) 図2は本発明の第2の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図である。上記第1の実施の形態では、所定の時間に2段階の押下操作をしないと、目に見えない紫外励起光が照明されない構成とし、意図しない誤操作により紫外励起光が放射されることを防ぐ構成となっているが、本第2の実施の形態では放射された紫外励起光の照射量を測定手段で測定し、測定した紫外励起光の照射量を報知手段で報知するように構成することで紫外励起光の放射を確認するように構成している。

【0026】即ち、本第2の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置50は、図1で説明したモードロック解除スイッチ27以外の図示しない切換えスイッチを備えた内視鏡10と、蛍光観察用フィルタ32bを通過した後の光源ランプ31の光量を測定する光量センサ51を設けた光源装置20と、前記光量センサ51からの信号を信号線51aを介して受信し、照射する紫外励起光の光量を算出する光量算出部52を設けたコントロールセンタ40と、このコントロールセンタ40で計測した紫外励起光の光量を報知する報知手段としてのモニタ30とから構成されている。

【0027】このように構成された蛍光観察内視鏡装置50は、患者の生体内に内視鏡10を挿入後、コントロールセンタ40で白色観察モードとする。すると、回転フィルタ駆動制御部33により回転フィルタ32が回転し、白色観察用フィルタ32aが光路に挿入され、白色光がライトガイド24を介して内視鏡10の挿入部11先端側より生体の観察対象部位を照明する。照明された生体の観察対象部位は、対物光学系23より取り込まれ、励起光カットフィルタ22を介して高感度CCD21で撮像される。この高感度CCD21で撮像された内視鏡像は、光源装置20を介してコントロールセンタ4

0へ供給され、モード制御部41を介して画像処理部42で信号処理され、モニタ30に白色内視鏡画像が表示される。

【0028】次に疑わしい部位を発見した場合、コントロールセンタ40で蛍光観察モードにする。すると同様に、回転フィルタ駆動制御部33により回転フィルタ32が回転し、蛍光観察用フィルタ32bが光路に挿入される。

【0029】光量センサ51は、蛍光観察用フィルタ32bを通過した後の紫外励起光量を電気信号に変換する。変換された電気信号は光量算出部52で光源から照射される光量を算出する。そして、算出された光量値が、モニタ30に表示される。

【0030】この結果、蛍光観察内視鏡装置50は、紫外励起光の照射量がモニタ30上にリアルタイムで表示される。このため、目に見えない紫外励起光が照明されていることを知ることができるために、操作性が向上する。

【0031】(第3の実施の形態)図3及び図4は本発明の第3の実施の形態に係り、図3は本発明の第3の実施の形態を備えた蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図、図4は図3で使用される励起カットフィルタ、蛍光観察用フィルタの透過波長帯域及びガイド光用レーザで発生するガイド光の波長特性を示すグラフである。

【0032】上記第2の実施の形態では、放射された紫外励起光の照射量を測定手段で測定し、測定した紫外励起光の照射量を報知手段で報知するように構成しているが、本第3の実施の形態では、紫外励起光が照射されていることを報知する報知手段として可視のガイド光を紫外励起光と共にライトガイドに入射させ導光する構成としている。

【0033】即ち、本第3の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置60は、光源装置20内に蛍光観察時、紫外励起光が照射されていることが目視確認できるようにするためのガイド光用レーザ61を設け、このガイド光用レーザ61で発生したガイド光を図示の如く内視鏡10のライトガイド24の一部に入射可能としている。尚、このガイド光用レーザ61は、蛍光観察モードの際に作動するよう、信号線61aを介して前記モード制御部41により制御されるようになっている。

【0034】前記ガイド光用レーザ61で発生するガイド光は、図4に示すように例えば690nm～700nmの波長特性を持っている。また、本実施の形態で使用する励起カットフィルタ22の透過波長帯域は、400nm～690nmであり、蛍光観察用フィルタ32bの透過波長帯域は340nm～400nmである。

【0035】このように構成された蛍光観察内視鏡装置60は、図2で説明したものとほぼ同様に使用される。コントロールセンタ40を蛍光観察モードにすると、回転フィルタ駆動制御部33が作動し、回転フィルタ32は蛍光観察フィルタ71の位置となる。蛍光観察フィルタ71を透過した360nm～400nmの紫外励起光

は蛍光観察フィルタ32bが光路に挿入される。これと同時に蛍光観察モードを選択すると、モード制御部41の制御によりガイド光レーザ61が作動し、赤色のガイド光がライトガイド24に入射され、内視鏡10の挿入部11先端側から放射される。

【0036】一般に生体組織を紫外励起光で励起した場合、発生する蛍光のピークは450nm～480nmに存在し、650nm以上の蛍光はほとんど発生しない。

【0037】この結果、蛍光観察内視鏡装置60は、蛍光観察モードが選択されているとき、内視鏡10の挿入部11先端側が生体外に位置する場合でも、操作者あるいは周囲の人間は内視鏡10の挿入部11先端側から紫外励起光が照射されていることを容易に認識できる。

【0038】(第4の実施の形態)図5及び図6は本発明の第4の実施の形態に係り、図5は本発明の第4の実施の形態を備えた蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図、図6は図5で使用される励起カットフィルタ、蛍光観察用フィルタの透過波長帯域を示すグラフである。

【0039】上記第3の実施の形態では、紫外励起光が照射されていることを報知する報知手段として可視のガイド光を紫外励起光と共に、ライトガイド24に入射させ導光する構成としているが、本第4の実施の形態では光源装置20内の回転フィルタ32に取り付けた蛍光観察用フィルタの透過波長帯域を紫外励起光から可視光まで拡げ、光源ランプ31の照明光のみで紫外励起光が照射されていることを報知する報知手段を設けるように構成している。

【0040】即ち、本第4の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置70は、透過帯域を紫外励起光から可視光まで拡げた蛍光観察用フィルタ71を光源装置20内に配置している。また、図6に示すように、内視鏡10の挿入部11先端側に配置した励起カットフィルタ72の透過波長帯域は、410nm以上である。

【0041】このように構成された蛍光観察内視鏡装置70は、図2で説明したものとほぼ同様に使用される。コントロールセンタ40を蛍光観察モードとすると、回転フィルタ駆動制御部33が作動し、回転フィルタ32は蛍光観察フィルタ71の位置となる。蛍光観察フィルタ71を透過した360nm～400nmの紫外励起光は生体組織を励起し蛍光を発生させるために使用される。また、同様に蛍光観察フィルタ71を透過した400nmから410nmの可視光は、術者に紫外励起光が照射されていることを確認させるために使用される。

【0042】一般に生体に照射された励起光の一部は、組織に吸収される。特に血液中に含まれるヘモグロビンのSoret帯にあたる、400nmから420nmの帯域は吸収が強い。よって、励起光に400nmから410nmの光を加えても、発生する蛍光にほとんど影響を与えない。

【0043】また、白色光観察時においても、410n

m以下の可視光は、上記と同様の理由により多くの光が吸収されてしまうため、この帯域の光を観察せずとも生体組織の観察において、ほとんど影響を与えない。

【0044】この結果、第3の実施の形態とほぼ同じ効果が得られると共に、装置の構成がより簡略化するため、装置を小型化、低コスト化にすることができる。

【0045】(第5の実施の形態)図7及び図8は本発明の第5の実施の形態に係り、図7は本発明の第5の実施の形態を備えた蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図、図8は図7の内視鏡が生体の観察部位を照明している際の説明図である。

【0046】本第5の実施の形態では、超音波を送受信して内視鏡10先端から観察対象部位までの距離を測定計測することにより、照明されている観察対象部位の単位面積当たりの紫外光量を算出するように構成する。それ以外の構成は、図2とほぼ同様なので説明を省略し、同一の構成には同じ符号を付して説明する。

【0047】即ち、本第5の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置100は、内視鏡先端面に配置され、この内視鏡先端面と観察対象組織との距離を計測するための超音波発振部111及び超音波信号受信部112を設けた内視鏡110と、前記内視鏡110の超音波発振部111及び超音波信号受信部112の駆動制御をそれぞれ信号線111a, 112aを介して行う超音波素子駆動部121を設けた光源装置120と、前記内視鏡110の挿入部11先端側と観察対象組織との距離を計算し、この算出した距離及び予め記憶されたデータ等により観察対象組織に照射している単位面積当たりの紫外励起光量を計算して内視鏡像と共に、モニタ30に表示するコントロールセンタ130とから構成されている。

【0048】前記コントロールセンタ130は、前記超音波素子駆動部121から信号線121aを介して送信される情報により前記内視鏡110の挿入部11先端側と観察対象組織との距離を計算する距離計算部131と、組み合わせて使用する各内視鏡110の照明光広がり角度のデータやライトガイド24による紫外励起光の減衰率データ等が保存されたスコープデータメモリ132と、このスコープデータメモリ132のデータ及び図2で説明した光量センサ51の信号を受信し、紫外励起光照射時間から観察対象組織に照射している単位面積当たりの紫外励起光量を計算する光量計算部133を設けている。それ以外の構成は、図2とほぼ同様な構成である。

【0049】このように構成された蛍光観察内視鏡装置100は、患者に内視鏡110を挿入後、コントロールセンタ130で白色観察モードとする。すると、回転フィルタ駆動制御部33により回転フィルタ32が回転し、白色観察用フィルタ32aが光路に挿入され、画像処理部42で白色内視鏡画像がモニタ30に表示され、白色光による観察を行う。次に、疑わしい部位を発見し

たら、コントロールセンタ130で蛍光観察モードにする。すると、白色観察モードと同様に、回転フィルタ駆動制御部33により回転フィルタ32が回転し、蛍光観察用フィルタ32bが光路に挿入される。

【0050】そして、超音波素子駆動部121が超音波発振部111を作動させ、図8に示すように超音波信号が観察対象観察対象部位140に照射される。そして観察対象部位140から戻ってくる超音波信号を超音波信号受信部112で受信し、コントロールセンタ130内の距離計算部131で、内視鏡10の挿入部11先端側と観察対象組織との距離が計算される。

【0051】また、光量センサ51は、蛍光観察用フィルタ32bを通過した後の紫外励起光量を測定する。ここでスコープデータメモリ132には、組み合わせて使用する内視鏡の照明光広がり角度、ライトガイド24による紫外励起光の減衰率のデータが記憶されており、上記計測された内視鏡110と観察対象部位140との距離データ及び光源ランプ31の光量データの値から観察対象部位140に照明されている単位面積当たりの紫外励起光量が計算できる。

【0052】そして、光量計算部133で蛍光観察している時間が計測され、結果的に観察対象部位140に照明されている単位面積当たりの紫外励起光量が例えば、 $○○J/cm^2$ で計算され、モニタ30にその値が表示される。

【0053】この結果、蛍光観察内視鏡装置100は、観察対象部位へ照射している紫外励起光の量がリアルタイムに自動計算されて表示されるため、従来のように操作者が時間を計測しながら光源装置120の光源ランプ31のシャッタを閉じるような手間がなくなり、操作性が向上する。

【0054】(第6の実施の形態)図9及び図10は本発明の第6の実施の形態に係り、図9は本発明の第6の実施の形態を備えた蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図、図10は図9の変形例を示す蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図である。

【0055】上記第5の実施の形態では、超音波を送受信して内視鏡110先端から観察対象部位までの距離を測定計測することにより、照明されている観察対象部位の単位面積当たりの紫外光量を算出するように構成していたが、本第6の実施の形態では、超音波の代わりに微弱なレーザ光を送受光して内視鏡110先端から観察対象部位までの距離を測定計測することにより、照明されている観察対象部位の単位面積当たりの紫外光量を算出するように構成する。それ以外の構成は、図7とほぼ同様なので説明を省略し、同一の構成には同じ符号を付して説明する。

【0056】即ち、本第6の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置150は、挿入部11先端側部と観察対象組織との距離測定を行うための微弱なレーザ光を導光し、挿入

部11先端側に配置した照射レンズ161で照射する照射用ライトガイド162及び観察対象部位からのレーザの反射光を受光レンズ163で取り込み導光する受光用ライトガイド164を設けた内視鏡160と、前記内視鏡160の照射用ライトガイド162に供給する微弱なレーザ光を発生するレーザ装置171及び前記内視鏡160の受光用ライトガイド162から供給されたレーザ反射光を検出する検出部172を設けた光源装置170と、前記検出部172からの情報を信号線172aを介して受信し、図7で説明した距離計算部131で前記内視鏡160の挿入部11先端側と観察対象組織との距離を計算し、この算出した距離及びスコープデータメモリ132に予め記憶されたデータ等により光量計算部133で観察対象組織に照射している単位面積当たりの紫外励起光量を計算して、内視鏡像と共に、モニタ30に表示するコントロールセンタ180とから構成されている。尚、前記レーザ装置171は、蛍光観察モードの際に作動するように、信号線171aを介して前記モード制御部41により制御されるようになっている。

【0057】前記光源装置170に用いられるレーザ装置171は、蛍光観察に影響を与えない、700nm程度の微弱の赤色光を発生するものである。その他の構成は図7とほぼ同様である。

【0058】このように構成された蛍光観察内視鏡装置150は、図7で説明したものとほぼ同様に使用される。先ず、モード制御部41で白色観察モードとし、回転フィルタ駆動制御部33により回転フィルタ32を回転させ、白色観察用フィルタ32aを光路に挿入する。そして画像処理部42で白色内視鏡画像がモニタ30に表示され、白色光による観察を行う。

【0059】次に疑わしい部位を発見したら、コントロールセンタ180で蛍光観察モードとする。すると同様に、回転フィルタ駆動制御部33により回転フィルタ32が回転し、蛍光観察用フィルタ32bが光路に挿入される。そしてレーザ装置171が作動し、レーザ光が観察対象組織に照射される。組織から戻ってくるレーザの反射光を、検出部172で受光し、コントロールセンタ180内の距離計算部131で、内視鏡160の挿入部11先端側と観察対象組織との距離が計算される。また光量センサ51は、蛍光観察用フィルタ32bを通過した後の紫外励起光量を測定する。

【0060】ここでスコープデータメモリ132には、組み合わせて使用する内視鏡の照明光広がり角度やライトガイド24による紫外励起光の減衰率のデータが記憶されており、上記計測された内視鏡と組織との距離データ及び光源ランプ31の光量データの値から組織に照明されている単位面積当たりの紫外励起光量が計算できる。そして光量計算部133で蛍光観察している時間が計測され、結果的に組織に照明されている単位面積当たりの紫外励起光量が、例えば〇〇J/cm²で計算さ

れ、モニタ30にその値が表示される。この結果、第5の実施の形態の効果と同様な効果を得ることができる。

【0061】また、光源装置170に光源ランプ31の紫外線の出射制御を行うシャッタ制御機構を設けるように構成しても良い。即ち、図10に示すように光源装置190内部には、紫外線の出射制御を行うシャッタ191及びこのシャッタ191を信号線191aを介して制御するシャッタ制御部192を設けている。前記シャッタ制御部192は、信号線192aを介してコントロールセンタ180内部の光量計算部133と接続されている。その他の構成は、図9と同様である。

【0062】このように構成された蛍光観察内視鏡装置195は、図9で説明したものとほぼ同様に使用される。紫外線を放射している蛍光観察時、シャッタ191は通常OPENとなっているが、光量計算部133で計算された全放射紫外線光量が、予め規定した一定の紫外線エネルギーに達したら、光量計算部133からシャッタ制御部192へ信号が送られる。

【0063】そして、シャッタ制御部192からシャッタ191へ信号が送られ、シャッタ191が作動し、紫外線が内視鏡ライトガイド24へ送られないようになる。そして、予め設定された一定値以上の紫外線エネルギーが照射されないこととなる。この結果、シャッタ機構を光源装置190内に設けたため、操作性が一段と向上する。

【0064】(第7の実施の形態) 図11は本発明の第7の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図である。本第7の実施の形態では、所定期間内視鏡操作がないと、不可視の紫外励起光から可視の白色光に照明が切り換るように構成する。

【0065】即ち、本第7の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置200に用いられるコントロールセンタ210は、外部の術者より入力される図示しない操作で一般的に行われる画質の調整、画像の静止(フリーズ)静止画の撮影(レリーズ)等の外部入力信号を検出する入力信号検出部211と、この入力検出部211に入力されてからの時間を測定し、ある所定の時間経過した場合にモード制御部41に信号を送るタイマ212を設けている。

【0066】このように構成された蛍光観察内視鏡装置200は、図5で説明したものとほぼ同様に使用される。先ず、外部より画質の調節、レリーズ、フリーズ等の内視鏡操作信号がコントロールセンタ210に入力されると、入力信号検出部211がこれを検出し、タイマ212に信号を送る。タイマ212は、予め設定された所定の時間中に新たに入力信号検出部211より信号が入力されなかった場合、モード制御部41にモード切換え信号を送る。モード制御部41は、現在の照明状態をフィードバックしており、タイマ212よりモード切換え信号が入力されたときに紫外励起光を照明していれ

ば、白色光照明に切換える。タイマ212よりモード切換え信号が入力されたとき白色光が照明されている場合は、モード制御部41は照明光のモードを切換えない。

【0067】この結果、蛍光観察内視鏡装置200は、ある一定期間内視鏡操作がないと、不可視の紫外励起光から可視の白色光に照明が切り換るため、照明光の切り忘れに気づかず、紫外励起光を照明し続けてしまうことがなくなり、操作性が向上する。

【0068】(第8の実施の形態) 図12及び図13は本発明の第8の実施の形態に係り、図12は本発明の第8の実施の形態を備えた蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図、図13は図12の変形例を示す説明図である。

【0069】本第8の実施の形態では、光源装置に着脱自在に接続される内視鏡を紫外励起光照明に対応する内視鏡であるかどうか判別する判別手段を設け、対応していない内視鏡が接続されたときには蛍光観察モードに移行しないようにすると共に、紫外励起光が供給されないように構成する。

【0070】即ち、本第7の実施の形態の蛍光観察内視鏡装置に用いられる紫外蛍光観察用内視鏡230のLGコネクタ231には、紫外蛍光観察用の内視鏡であることを示す突起部232を設けている。一方、前記内視鏡230のLGコネクタ231が着脱自在に接続される光源装置240には、前記内視鏡230の突起部232が挿入されたことを検知する検出スイッチ241と、この検出スイッチ241からの信号を受信し、回転フィルタ駆動制御部33の動作を抑制する内視鏡判別部242とを設けている。

【0071】このように構成された蛍光観察内視鏡装置は、光源装置240に紫外蛍光観察用内視鏡230が接続されていない状態において、検出スイッチ241からの信号は発生しない。よって、内視鏡判別部242は、回転フィルタ駆動制御部33の状態を制御することで、回転フィルタ32を回転させ白色観察用フィルタ32aを光路に挿入させて、白色光を供給させる。このとき、モード制御部41からの信号入力は無視される。

【0072】次に紫外蛍光観察用内視鏡230が光源装置240に接続されると、突起部232が挿入される。検出スイッチ241は突起部232が挿入されたことを検出し、内視鏡判別部242に信号を送る。内視鏡判別部242は回転フィルタ駆動制御部33の制御を中止するとともに、モード制御部41からの入力を有効とする。

【0073】通常の白色光観察のみの内視鏡が接続された場合は、検出スイッチ241からの信号が発生しないため、モード制御部41からの入力に関わらず、回転フィルタ駆動制御部33は白色光のみの照明となる。

【0074】この結果、紫外励起光照明に対応していない内視鏡が接続されたときには蛍光観察モードに移行できないと共に、紫外励起光が照明されないので、術者に

使用している内視鏡が蛍光観察に対応しているかを容易に知らせることができる。

【0075】また、内視鏡を判別する判別手段として、内視鏡のID番号を利用するように構成しても良い。即ち、図13に示すようにコントロールセンタ250には、内視鏡のID番号を外部より入力するキーボード260と、キーボード260より入力された内視鏡のID番号が紫外蛍光観察用の内視鏡であるかを判別する内視鏡判別部251と、紫外蛍光観察用内視鏡であることを10告知するLED252を設けている。その他の構成は、図12と同様である。

【0076】このように構成された蛍光観察内視鏡装置は、術者により、検査に使用する内視鏡のID番号をキーボード260より入力する。入力された番号は、内視鏡判別部251に送られる。ID番号は予め登録されており、内視鏡判別部251で紫外励起光励起の蛍光観察に対応しているか否かを判別する。紫外励起光励起の蛍光観察に対応している場合には、内視鏡判別部251よりLED252に信号が送られ、LEDが点灯して蛍光観察が可能であることを告知する。

【0077】また、ID番号が紫外励起光励起の蛍光観察に対応していない内視鏡であった場合には、内視鏡判別部251はモード制御部41を制御して、蛍光観察モードにならないように抑制を行うとともに、LED252を消灯することで術者に告知する。この結果、図12で説明した蛍光観察内視鏡装置と同様な効果を得ることができる。

【0078】尚、最後にこれまで説明してきた白色観察用フィルタ32aの機能について図14を参照して説明する。尚、図14は白色観察用フィルタの透過特性を説明するグラフである。

【0079】紫外励起光で生体組織中の蛍光物質を励起すると、徐々に蛍光物質から発生する蛍光強度が弱くなる(フォトブリーチング)が発生する。白色光観察時ににおいても蛍光は発生しているが、微弱なため、強い白色光の反射光に隠されている。よって、白色光観察中に蛍光観察時に用いる励起光を照射してしまうことは、蛍光観察に切り換えたときの蛍光強度を下げる要因になる。

【0080】そこで、白色光観察時は、図14に示すような透過波長帯域を持つ白色観察用フィルタ32aを挿入し、蛍光観察用フィルタを通過する光と帯域が重ならないようにする。このことにより、白色光観察中に蛍光物質がフォトブリーチングすることなく、蛍光観察時に良好な蛍光強度を得ることができる。

【0081】尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0082】【付記】

(付記項1) 紫外励起光又は白色光の照明光を選択的に内視鏡へ供給する光源と、前記内視鏡へ供給される照

明光を紫外励起光又は白色光のどちらか一方に切り換える切換手段と、前記切換手段に切換信号を供給する切換スイッチと、前記切換スイッチの入力を有効にする有効化手段と、前記有効化手段からの有効化信号の出力、及び前記切換スイッチからの切換信号が入力されたことを判別すると共に、前記内視鏡へ供給されている照明光が紫外励起光又は白色光であることを判別する判別手段と、前記有効化信号が入力されている間に前記切換スイッチからの切換信号が入力されたこと、及び内視鏡へ供給されている照明光が白色光であることを前記判別手段が判別したとき、前記切換手段を制御して前記内視鏡へ供給される照明光を紫外励起光に切り換える制御手段と、を具備したことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

【0083】(付記項2) 前記制御手段は、前記内視鏡へ供給されている照明光が紫外励起光であることを前記判別手段が判別したとき、前記有効化手段からの有効化信号が入力されていてもこの有効化信号を無効とし、前記切換スイッチからの切換信号の入力で前記内視鏡へ供給される照明光を白色光に切り換えるように前記切換手段を制御することを特徴とする請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0084】(付記項3) 内視鏡を介して生体に紫外励起光を照射し、生体から発生する自家蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、前記内視鏡から紫外励起光が放射されている際に、この紫外励起光が放射されていることを告知する告知手段を設けたことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

【0085】(付記項4) 前記告知手段は、紫外励起光の光量を測定する光量測定手段と、前記光量測定手段で測定された測定値を内視鏡画像に表示する表示手段とから構成されることを特徴とする付記項3に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0086】(付記項5) 前記告知手段は、レーザ光源による可視可能なレーザ光を前記紫外励起光と共に前記内視鏡から放射することで、前記紫外励起光が放射されていることを告知することを特徴とする付記項3に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0087】(付記項6) 前記レーザ光源は、690 nm～700 nmの帯域のレーザ光を発生する光源であることを特徴とする付記項5に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0088】(付記項7) 前記告知手段は、紫外励起光を生成するフィルタにより透過した可視光を前記紫外励起光と共に前記内視鏡から放射することで、前記紫外励起光が放射されていることを告知することを特徴とする付記項3に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0089】(付記項8) 前記フィルタの透過波長帯域は、360 nm～410 nmの紫外励起光と可視光を含む帯域であることを特徴とする付記項7に記載の蛍光

観察内視鏡装置。

【0090】(付記項9) 内視鏡を介して生体に紫外励起光を照射し、生体から発生する自家蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、前記内視鏡の挿入部先端側と前記生体の観察対象部位との距離を計測する距離計測手段と、前記内視鏡の挿入部先端側から放射される紫外励起光の出力を計測する出力計測手段と、前記内視鏡の挿入部先端側から放射される紫外励起光の照射時間を計測する照射時間計測手段と、前記距離計測手段、出力計測手段及び照射時間計測手段でそれぞれ計測した各計測値から、前記生体の観察対象部位の単位面積当たりの紫外励起光照射量を算出し、表示する表示手段と、を設けたことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

【0091】(付記項10) 前記距離計測手段は、前記内視鏡の挿入部先端側から前記生体の観察対象部位へ放射するための超音波を発生する超音波発生手段と、この超音波発生手段で発生した超音波を前記内視鏡の挿入部先端側から放射し、前記生体の観察対象部位から反射された超音波を検出する超音波検出手段とから構成されることを特徴とする付記項9に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0092】(付記項11) 前記距離計測手段は、前記内視鏡の挿入部先端側から前記生体の観察対象部位へ放射するためのレーザ光を発生するレーザ光源と、このレーザ光源で発生したレーザ光を前記内視鏡の挿入部先端側から放射し、前記生体の観察対象部位から反射されたレーザ光を検出するレーザ光検出手段とから構成されることを特徴とする付記項9に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0093】(付記項12) 紫外励起光又は白色光のどちらか一方の照明光を内視鏡へ選択的に供給する光源と、前記内視鏡を操作するための信号入力手段を備えた蛍光観察内視鏡装置において、前記信号入力手段からの信号が最後に入力されてからの時間を計測する時間計測手段と、この時間計測手段からの信号を受信し、前記光源の照明状態を切換える制御手段と、を具備した蛍光観察内視鏡装置。

【0094】(付記項13) 前記信号入力手段は、前記内視鏡操作のフリーズスイッチ、レリーズスイッチであることを特徴とする付記項12に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0095】(付記項14) 内視鏡を介して生体に紫外励起光を照射し、生体から発生する自家蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、紫外励起光又は白色光のどちらか一方の照明光を前記内視鏡へ選択的に供給する光源と、前記光源から前記内視鏡へ供給される照明光を紫外励起光又は白色光のどちらか一方に切り換える切換手段と、前記内視鏡が蛍光観察に適していることを示す表示手段と、前記内視鏡が蛍光観察に対応していることを判別する判別手段と、を具備したことを特徴とす

る蛍光観察内視鏡装置。

【0096】 [付記3～14に対する課題]
(付記項3～8)

問題点：蛍光を発生させる励起光として目に見えない紫外光を用いた場合、内視鏡先端より励起光が照射されていることを術者が確認することが困難であるという問題点があった。

【0097】 本発明にかかる問題点に鑑みてなされたものであり、目に見えない紫外光を励起光としても、術者に励起光が照射されていることを知らせ、操作性を向上することのできる蛍光観察内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0098】 (付記項9～13)

問題点：蛍光を発生させる励起光として目に見えない紫外光を用いた場合、内視鏡先端より励起光が照射されていることを術者が確認することが困難であるという問題点があった。

【0099】 本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであり、ある一定期間、紫外光が照射されると、紫外光照射の停止を捉すことのできる蛍光観察内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0100】 (付記項14)

問題点：蛍光を発生させる励起光として目に見えない紫外光を用いた場合、通常の内視鏡のライトガイドでは紫外光を透過できず、蛍光観察ができない。このため、術者は事前に蛍光観察可能な内視鏡を選択する必要があり、術前の準備が煩雑となるという問題点があった。

【0101】 本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであり、白色光観察のみ可能な内視鏡と、蛍光観察と白色光観察の両方が可能な内視鏡を判別することで、術前の準備を容易にすることのできる蛍光観察内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0102】 [付記3～14に対する作用]

(付記項3、4) 紫外励起光の出力を測定し、これを表示することにより、術者に紫外光が照射されていることを告知することができる。

【0103】 (付記項5～8) 励起光に、蛍光観察、白色光観察に影響のない可視光を加えることにより、術者に紫外光が照射されていることを告知することができる。

【0104】 (付記項9～11) 観察対象への紫外光照射量を計測して、紫外線の照射光量を表示することができる。

【0105】 (付記項12～13) 内視鏡の操作がないことを判別することにより、不可視の紫外光の照射を抑制し可視の白色光を照明することができる。

【0106】 (付記項14) 白色光観察のみの内視鏡を接続すると、内視鏡の種類を判別することにより、蛍光観察状態に切換わらないようにすることができる。

【0107】 [付記3～14に対する効果]

(付記項3～8) 不可視の紫外光が照明されているかを容易に術者が確認することができるため、操作性が向上する。

【0108】 (付記項9～11) 観察対象に照明された紫外光の照射量がモニターに表示されるので、従来のように術者が紫外光の照射量を計測しながら光量の操作をする必要がないので操作性が向上する。

【0109】 (付記項12～13) 不可視紫外光の照射を抑制できると共に、可視の白色光に切換わるので、光源より照明が行われていることを容易に確認できるので操作性が向上する。

【0110】 (付記項14) 内視鏡を選択することで、内視鏡が蛍光観察に対応しているか否かを判別できるので、内視鏡を準備する段階での煩雑さが解消され、準備時間の短縮を図ることができる。

【0111】

【発明の効果】 以上説明したように本発明によれば、術者が意図せずに不可視の紫外励起光を照明してしまい、照明光の発光を確認できなくなるという問題がなくなり操作性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

【図2】 本発明の第2の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

【図3】 本発明の第3の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

【図4】 図3で使用される励起カットフィルタ、蛍光観察用フィルタの透過波長帯域及びガイド光用レーザで発生するガイド光の波長特性を示すグラフである。

【図5】 本発明の第4の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

【図6】 図5で使用される励起カットフィルタ、蛍光観察用フィルタの透過波長帯域を示すグラフ

【図7】 本発明の第5の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

【図8】 図7の内視鏡が生体の観察部位を照明している際の説明図

【図9】 本発明の第6の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

【図10】 図9の変形例を示す蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

【図11】 本発明の第7の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

【図12】 本発明の第8の実施の形態に係る蛍光観察内視鏡装置を説明する説明図

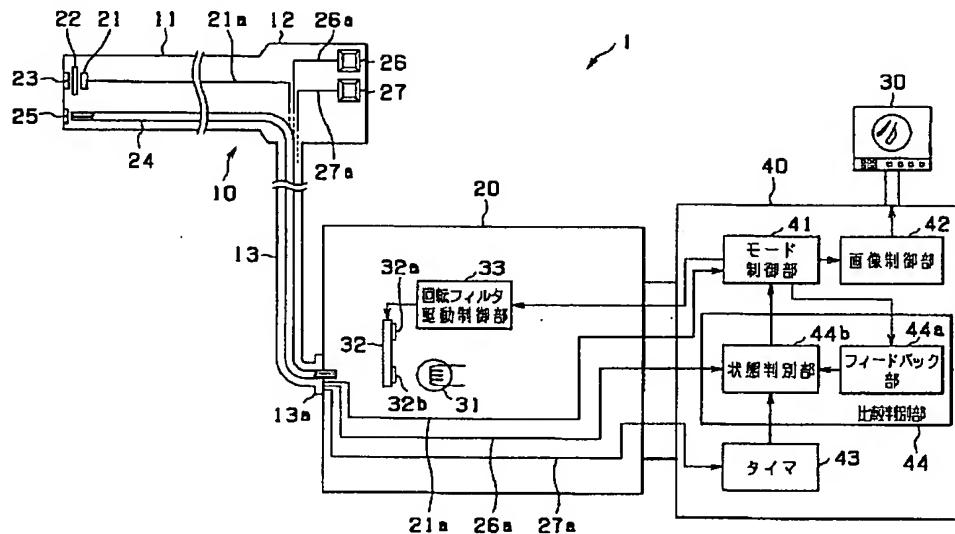
【図13】 図12の変形例を示す説明図

【図14】 白色観察用フィルタの透過特性を説明するグラフ

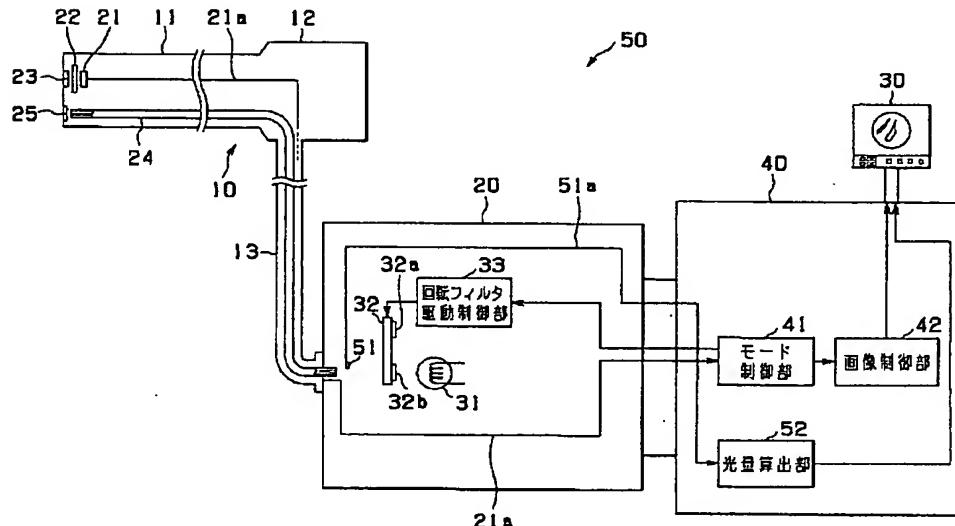
50 【符号の説明】

1	…蛍光観察内視鏡装置	3 1	…光源ランプ
1 0	…内視鏡	3 2	…回転フィルタ
1 1	…挿入部	3 2 a	…白色観察用フィルタ
1 2	…操作部	3 2 b	…蛍光観察用フィルタ
1 3	…ユニバーサルケーブル	3 3	…回転フィルタ駆動制御部（切換え手段）
2 0	…光源装置	4 0	…コントロールセンタ
2 1	…高感度 CCD	4 1	…モード制御部（制御手段）
2 2	…励起光カットフィルタ	4 2	…画像処理部
2 3	…対物レンズ系	10 4 3	…タイマ（有効化手段）
2 4	…ライトガイド	4 4	…比較判別部（判別手段）
2 6	…切換えスイッチ	4 4 a	…フィードバック部
2 7	…モードロック解除スイッチ	4 4 b	…状態判別部
3 0	…モニタ		

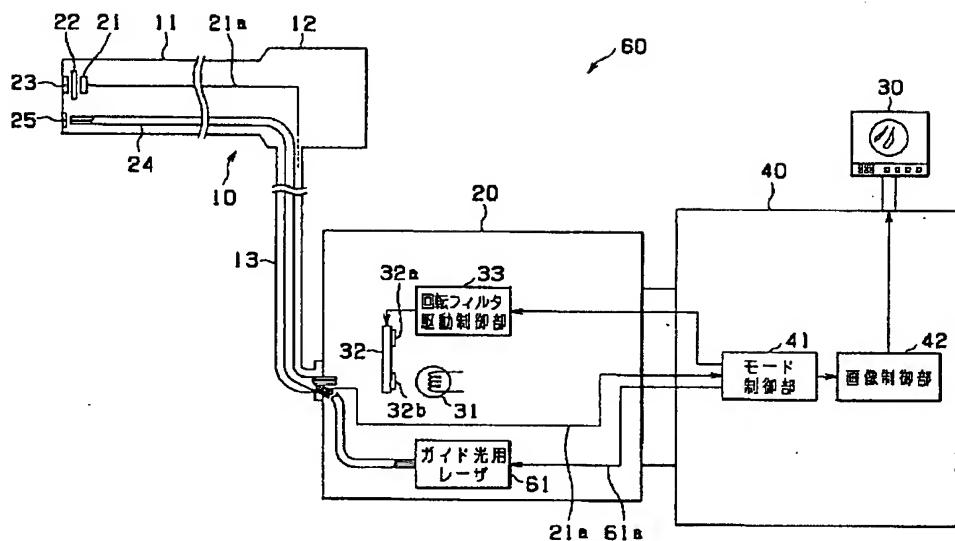
【図 1】



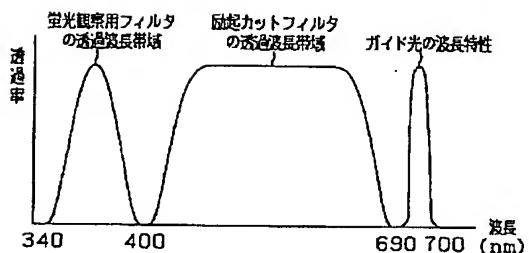
【図 2】



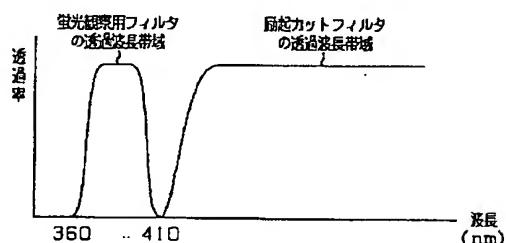
【図3】



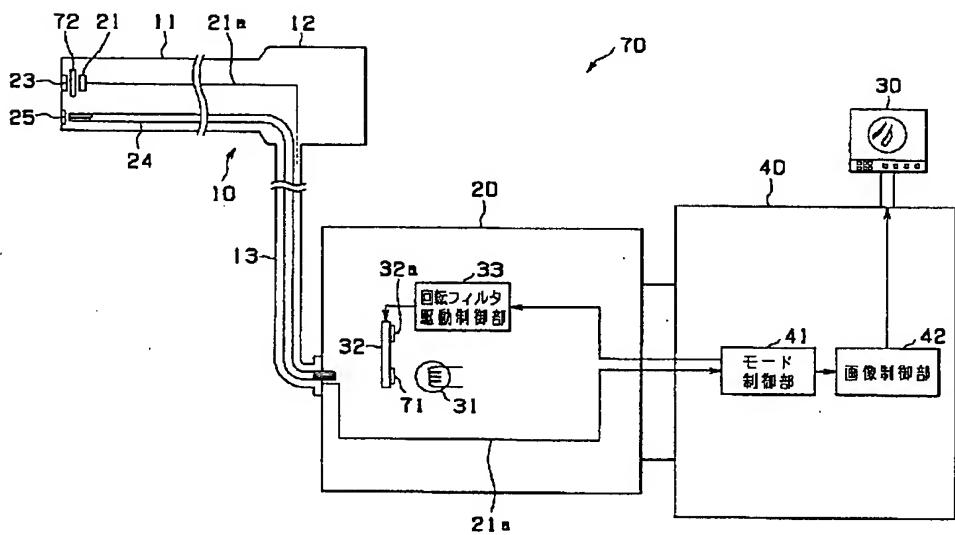
【図4】



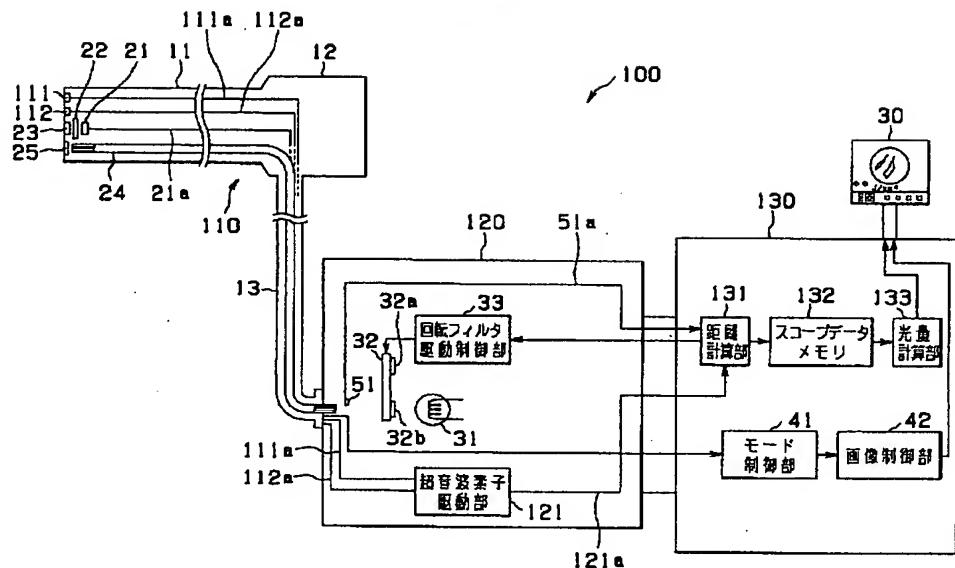
【図6】



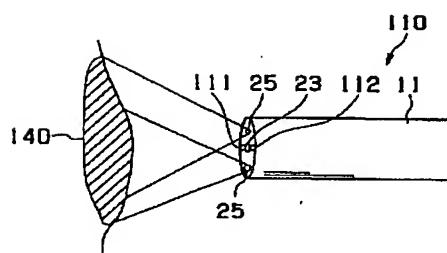
【図5】



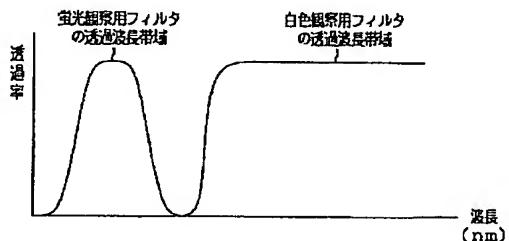
【図7】



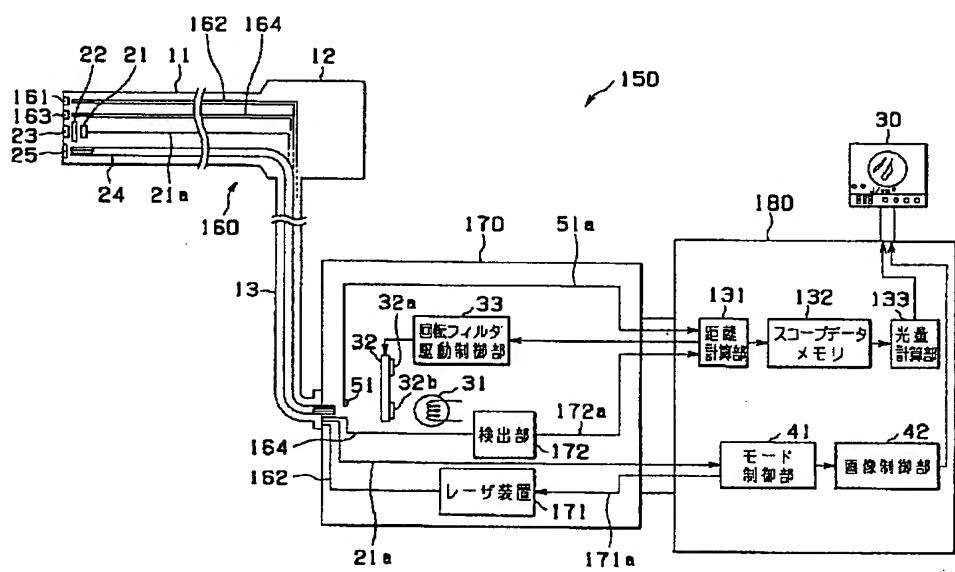
【図8】



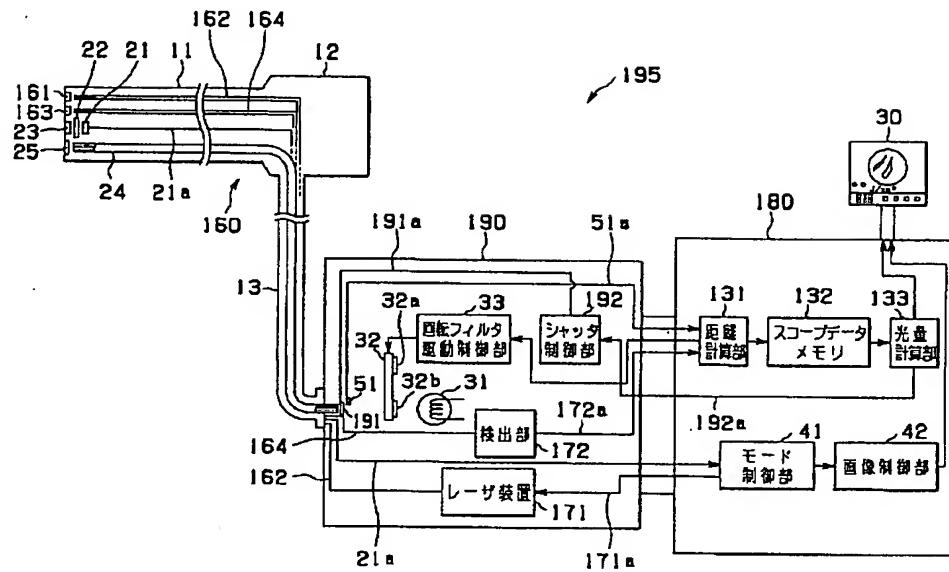
【図14】



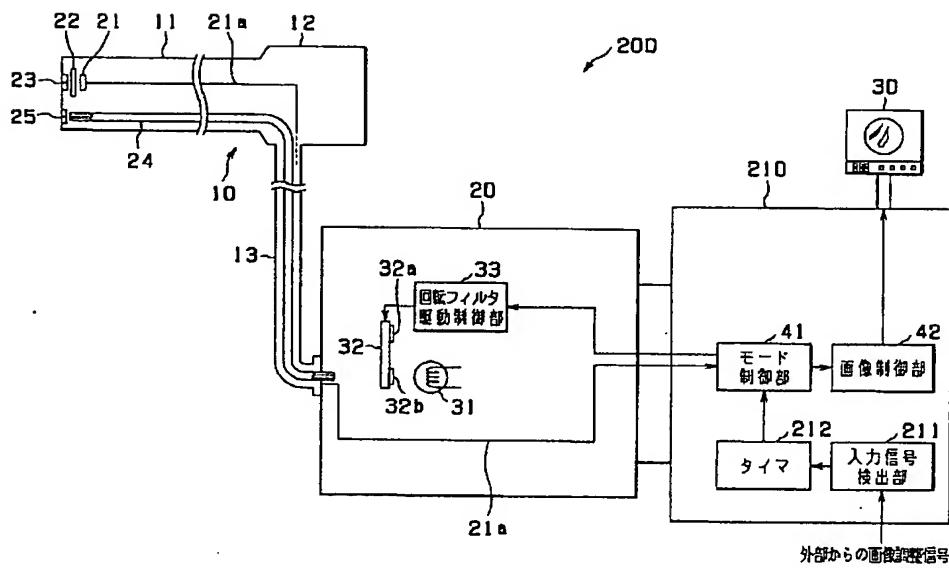
【図9】



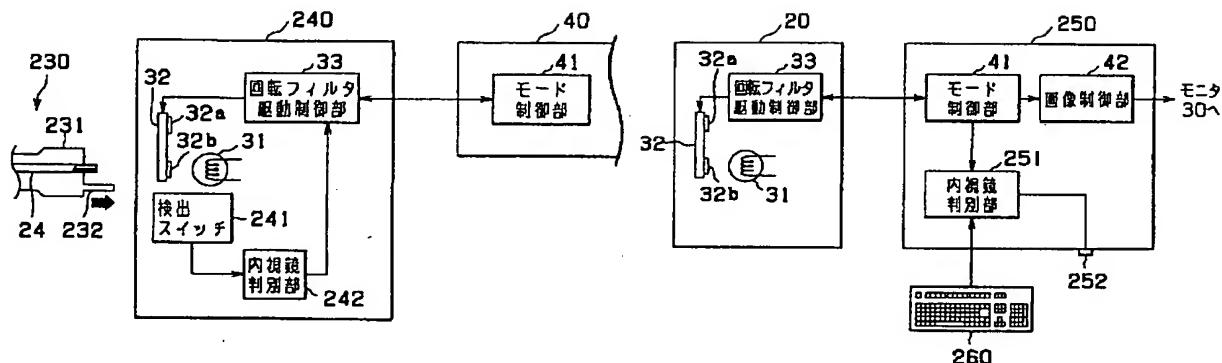
【図10】



【図11】



【図12】



【図13】

フロントページの続き

(72)発明者 平尾 勇実
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ 20
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 秋本 俊也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA09 EA01 FA01
GA02 GA04 GA06 GA21 GA23
GB18 KA03 KA05 KA09 LA03
MA11
4C038 KL07
4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF40
FF47 GG01 HH51 JJ17 JJ18
LL02 NN01 NN05 QQ02 QQ04
QQ07 RR03 RR04 RR14 RR26
WW14 WW17 WW18